

⑨日本国特許庁(JP)

⑩特許出願公開

⑫公開特許公報 (A)

昭54—112589

⑪Int. Cl.²

A 61 N 1/38

A 61 B 5/04

識別記号

1 0 2

⑬日本分類

94 A 312

94 A 153

庁内整理番号

6468—4C

7309—4C

⑭公開 昭和54年(1979)9月3日

発明の数 2

審査請求 有

(全 4 頁)

⑬除細動装置

⑯特 願 昭53—20019

⑰出 願 昭53(1978)2月23日

⑱発 明 者 大知敬三

国分寺市戸倉1—23—25

同 橋本節夫

東大和市上北台2丁目902 上

北台住宅2—304

⑲発 明 者 小川建亜紀

武蔵村山市三ツ木2681—5

⑳出 願 人 三栄測器株式会社

東京都新宿区西大久保2丁目22

3番地2号

㉑代 理 人 弁理士 伊藤貞

明 細 書

発明の名称、除細動装置

特許請求の範囲

1. メモリに記憶され読み出される心電図信号を表示する陰極線管と、生体に通電する電流を発生する除細動器とが組み合わされて構成された除細動装置において、

上記除細動器より生体に通電される電流に基づく信号を検出する検出回路と、

この検出回路により得られた検出信号を上記メモリに記憶させ、読み出し、上記陰極線管に表示させるための制御回路と、

上記心電図信号と上記検出信号のいずれか一方の信号を上記陰極線管に表示させるための信号切換手段と

を有することを特徴とする除細動装置。

2. 上記検出回路により得られた検出信号を上記メモリに記憶させ、読み出し、記録させるための制御手段を備えた特許請求の範囲第1項記載の除細動装置。

3. メモリに記憶され、読み出される心電図信号を表示する陰極線管と、生体に通電する電流を発生する除細動器とが組み合わされて構成された除細動装置において、

上記除細動器の出力電圧を通電する試験用負荷回路と、

この負荷回路により得られた試験信号を上記メモリに記憶させ、読み出し、上記陰極線管に表示させるための制御回路と、

上記心電図信号と上記試験信号のいずれか一方の信号を上記陰極線管に表示させるための信号切換手段と

を有することを特徴とする除細動装置。

4. 上記負荷回路により得られた試験信号を上記メモリに記憶させ、読み出し、記録させるための制御手段を備えた特許請求の範囲第3項記載の除細動装置。

発明の詳細な説明

本発明は、主として治療の目的で生体に通電する電流を発生する除細動器(defibrillator)と心

電図信号を表示する陰極線管とが組み合わされて構成された除細動装置に関する。

一般に、除細動器は、使用頻度が少なく、使用する時は必ず確実に動作しなければならないものであるから、使用者に定期的にチェックをさせる必要がある。しかるに、従来の除細動器に付加されている通電試験部は、単に通電が行なわれたことをランプの点灯などで表示するにすぎず、操作者は、通電波形が正常であるか否かを判定することができなかつた。

したがって、本発明の第1の目的は、通電時の除細動器の出力電圧波形を陰極線管面に表示して通電波形が正常であるか否かを判定できるようにするにある。

本発明の第2の目的は、除細動装置が有する心電図観測用陰極線管のメモリ制御部に簡単な回路を付加するのみで、この心電図観測用陰極線管を上記通電波形の表示に共用できるようにするにある。

以下、図面を用いて本発明を詳細に説明する。

え用連動スイッチで、図示の位置では通電波形観測、これと反対の位置では心電図観測が行なわれる。陰極線管CRTの水平掃引は、心電図観測の場合は、第4図に示すように、 $\frac{1}{64}$ 秒の周期の鋸歯状波で行なわれるが、Aの時間内にメモリM内のデータのすべてがD/A変換器に送り出されるように、メモリ制御部MCによつてメモリMが制御される。例えば、メモリMが8ビット×1024語の容量をもつシフト・レジスタで構成されているとすれば、メモリ制御部MCは、上記Aの時間内に1024回メモリM内のデータを1つずつD/A変換すると同時にメモリMの入力側に戻す操作（リサーチキュレート）を繰り返せば、メモリM内のデータが全部1回D/A変換されてもとの位置に戻るようになる。このD/A変換された信号をCRTの垂直偏向信号として電子ビームを偏向すれば、CRTの管面にはメモリM内のデータに相当する波形が描かれる。第4図に示す鋸歯状波のBの時間に後述のような「データ・イン」を行わず、Aの時間のみリサーチキュレートを行なうと、

第1図は、本発明の実施例を示すブロック図である。図において、DBFは除細動器で、1対の出力電極(1)、(2)を有する。(1)は電通すべき生体で、図では便宜上2個の生体を示しているが、実際は同一の生体である。DETは、生体(1)に通電される電流に基く信号を検出する信号検出回路、COMは、信号検出回路DETにより検出された信号を一定の電圧と比較し、通電の開始を検出する通電検出比較器である。LOGは、本発明において新たに付加した通電波形観測用論理回路で、後述のような作用を行なう。CRTは陰極線管、DRVはその駆動回路、MはCRTの垂直軸に關する信号を記憶するメモリ、MCはCRTの水平軸に關する信号を発生し、メモリMを制御するメモリ制御部、PMはメモリMのプリ・パツファ・メモリ、D/Aはデジタル・アナログ変換器、A/Dはアナログ・デジタル変換器、ROはリード・アウト回路、AMPは心電図増幅器、(3)は心電図誘導ケーブル、RECは熱ペン記録器である。SW₁、SW₂、SW₃は、通電波形観測と心電図観測とを切り換える信号切換

CRT管面上の波形は同一位置に静止してみえる。この状態をストップ・モードという。

心電図を観測する場合に、心電図増幅器AMPの信号を例えば $\frac{1}{256}$ 秒毎にA/D変換すると、 $\frac{1}{64}$ 秒の間には4データのA/D変換が行なわれる。この4データをプリ・パツファ・メモリPMに書き込んでおき、Bの時間にメモリM内のデータのうち最も古いデータをこの4データで更新すると、メモリM内のデータは1周期毎に $\frac{4}{1024}$ だけ移動し、4秒($1024 \div 4 \times \frac{1}{64} = 4$)で全データが更新される。このようにして、心電図波形は約4秒間消えることなく表示される。これがノンフリーズ心電図モニタの動作である。上記のようにBの時間にメモリ内のデータを更新することを「データ・イン」という。

この場合、心電図増幅器AMPの出力波形を熱ペン記録器で記録する。また、心電図増幅器AMPの出力で除細動器DBFをR波に同期させるようにすることもできる。

次に、通電波形を観測する場合、第3図に示す

ような除細動器DEFの出力電圧波形が信号検出回路DETによつて検出され、通電検出比較器COMをへて通電波形観測用論理回路LOGに加えられる。一方、連動スイッチのうちのスイッチSW₂の接地により通電波形観測用論理回路LOGを介してメモリ制御部MCを動作させ、A/D変換器を高速度動作に切り換える。高速でA/D変換されたデータをすべてメモリMの入力側に入れてやると、第4図のAの時間(約14.6ミリ秒)の後にはメモリMの出力側に来る。これは、第5図に示すように、メモリM内に現在のデータ「0」から約14.6ミリ秒過去のデータ「1024」が保存されることを示す。

通電検出比較器COMは通電を開始すると約2.9ミリ秒後に動作するが、通電波形観測用論理回路LOGにより、通電を検出してから約11.7ミリ秒後にA/D変換器からのデータをメモリMの入力側に入れることを停止させ、同時にメモリの制御をストップ・モードにする。そうすると、通電検出前約2.9ミリ秒から通電検出後約11.7ミリ秒間のデータがメモリM内に保存され、CRT画面上に第

3図のような通電波形が描かれ、充分満足できる波形観測が行なえる。

この通電波形を記録するには、記録器の性質上時間軸を延長する必要がある。上記通電波形を観測する際にストップ・モードにすると、D/A変換器の出力は、第7図Aに示すように、通電波形が $\frac{1}{64}$ 秒毎に繰り返されるものとなるから、この波形を適当なリード・アウト回路RO、例えば第6図に示すような回路で第7図Aの各周期より少し長い周期でサンプル・ホールドすれば、第7図Bのように時間軸が延長された波形がリード・アウト回路ROの出力に現われる。上述の例では1周期内のデータ数は1024語であるから、例えば1028語毎に第6図のリード・アウト回路のスイッチSWを閉じれば、通電波形は、時間軸を延長されて4秒($1024 \div 4 \times \frac{1}{64} = 4$)で1周期の波形となるので、これを熱ペン記録器RECに記録すればよい。

以上説明したものは、除細動器より直接生体に通電する電流に基づく信号を検出し、この検出回路

より得られる検出信号を陰極線管に表示するものであるが、除細動器の出力電流を試験用負荷回路に通電し、この負荷回路より得られる試験信号を陰極線管に表示するようにすることもできる。このように構成した除細動装置の一部分を第2図に示す。同図において、第1図と対応する部分には同一の符号を付して説明を省略するが、R_Lは通電試験用負荷抵抗である。この場合も、第1図のものと同様に、通電波形の観測、記録を行なうことができる。

なお、上述の信号切換え手段SW₁、SW₂、SW₃は、手動式としても、また、除細動器を作動させるための信号によつて自動的に切換わる自動式としてもよいものである。その他、特許請求の範囲に記載した本発明の要旨を逸脱しない限り、種々の変形、変更を施することはいうまでもない。

以上説明したところから明らかなように、本発明によれば、除細動器による通電が行なわれたかどうかを示すだけの従来のものの欠点を改め、陰極線管に通電波形を明瞭に表示することができる

から、操作者は、除細動器で最も重要な性能のテストを自分で行なつて正常な動作をすることを確認することができる。しかも、本発明においては、心電図観測用陰極線管及びそのメモリを、除細動器の通電波形観測の際の波形表示及びそのデータの記憶に共用しているから、陰極線管のメモリ制御部に簡単な回路を付加するだけでよく、構成が簡単である。更に、通電波形を観測するだけでなく記録するようにすれば、以前の記録と比較することにより、小さな故障でも早期に発見することができるようになる。

図面の簡単な説明

第1図は本発明の実施例を示すブロック図、第2図は本発明の変形例を示す部分的ブロック図、第3図は除細動器の出力電圧波形図、第4図は陰極線管の水平掃引波形図、第5図はメモリ動作説明図、第6図はリード・アウト回路の一例を示す略図、第7図は通電波形記録説明図である。

CBT：陰極線管、DEF：除細動器、DET：信号検出回路、COM：通電検出比較器、M：メモリ

MC: メモリ制御部、LOG: 通電波形観測用論理回路、 $8W_1$ 、 $8W_2$ 、 $8W_3$: 信号切換手段、 R_L : 通電試験用負荷回路。

代理人 伊藤 貞

